مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی سمنان- جلد ۸، شماره ۲ ، زمستان ۱۳۸۵

مقایسه تأثیر روش مهاری بوبت به تنهایی و روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی در کاهش اسپاستی‌سیته عضله گاستروکنیموس در بیماران اسپاستیک

الهام فاطمی[1*] (M.Sc)، امیرهوشنگ بختیاری[1] (Ph.D)، داریوش الیاسی‌پور[1] (M.D)، راهب قربانی[2] (Ph.D)

۱- دانشگاه علوم پزشکی سمنان، دانشکده توان‌بخشی

۲- دانشگاه علوم پزشکی سمنان، دانشکده پزشکی

چکیده

سابقه و هدف: یکی از نشانه‌های ضایعات نورون محرکه فوقانی، اسپاستی‌سیته می‌باشد. اسپاستی‌سیته عامل مداخله‌گری است که باعث اختلال در راه رفتن، پوسچر و عمل‌کرد فرد می‌شود. جهت کاهش اسپاستی‌سیته، روش‌های مختلفی مثل فیزیوتراپی، دارو درمانی و... وجود دارد. در فیزیوتراپی جهت کاهش اسپاستی‌سیته از تکنیک‌های مهاری بوبت استفاده می‌شود. روش به‌نسبت جدید دیگر جهت کاهش اسپاستی‌سیته کاربرد تحریک الکتریکی می‌باشد؛ ولی بررسی مطالعات انجام شده درباره نقش تحریک الکتریکی بر اسپاستی‌سیته، نتایج متناقضی را مطرح می‌نماید. این پژوهش به منظور مقایسه تأثیر روش مهاری بوبت به تنهایی و توأم با تحریک الکتریکی بر اسپاستی‌سیتی، انجام شده است.

مواد و روش‌ها: ۴۰ بیمار مبتلا به ضایعات نورون محرکه فوقانی که دچار اسپاستی‌سیته در اندام تحتانی بوده و به درمانگاه‌های فیزیوتراپی دانشکده توان‌بخشی سمنان مراجعه نموده بودند، وارد مطالعه شدند. این بیماران به‌طور تصادفی به دو گروه تقسیم شدند. در یک گروه روش مهاری بوبت و در گروه دیگر روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی انجام شد. قبل و بعد از مداخله، اسپاستی‌سیته عضله گاستروکنمیوس بر اساس Ashworth-Scale، H-reflex و دامنه حرکتی غیرفعال مچ پا و قدرت عضله تی‌بیالیس‌انتریور بررسی گردید.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که هر دو روش درمانی بر روی تمام شاخص‌های اندازه‌گیری شده مؤثر می‌باشد. در روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی میزان کاهش تون عضله گاستروکنمیوس بر اساس Ashworth-Scale و میزان افزایش دامنه حرکتی به‌طور معنی‌داری از روش بوبت بیش‌تر بود، در حالی‌که میزان تأثیر دو روش درمانی فوق بر افزایش قدرت عضله تیبیالیس‌انتریور و کاهش فعالیت H-reflex تفاوت معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی در کاهش تون عضله گاستروکنمیوس و افزایش دامنه حرکتی غیر فعال دورسی‌فلکسیون مچ پا مؤثرتر از روش مهاری بوبت به تنهایی است.

واژه‌های کلیدی: اسپاستی‌سیته، تحریک الکتریکی، تکنیک‌های مهاری بوبت

مقدمه

اعمال حرکتی بدن تحت کنترل سه سیستم پیرامیدال، اکستراپیرامیدال و مخچه است، که با ایجاد انقباض ارادی و مناسب در عضلات بدن سبب بروز حرکات طبیعی می‌گردند. سیستم پیرامیدال شامل دو دسته نورون محرکه فوقانی و نورون محرکه تحتانی است. در صورتی که ضایعه‌ای نرون محرکه فوقانی را درگیر نماید موجب فلج اسپاستیک و به عبارت دیگر باعث بروز اسپاستی‌سیته می‌گردد. در حضور

*نویسنده مسئول. تلفن: ۰۲۳۱-۳۳۳۳۸۹۵، نمابر: ۰۲۳۱-۳۳۳۳۸۹۵، E-mail: fatemy@sem-ums.ac.ir

تاریخ دریافت: ۸۵/۱۰/۲۷؛ تاریخ پذیرش: ۸۶/۵/۳

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

اسپاستی‌سیته، مقاومت عضله در مقابل حرکت پاسیو افزایش می‌یابد [۱].

اسپاستی‌سیته یک عامل مداخله‌گر است که باعث اختلال در راه رفتن، پوسچر و عمل‌کرد فرد می‌شود [۳].

اسپاستی‌سیته مانع از انجام حرکات ارادی و انتخابی در اندام‌ها می‌شود، لذا توانایی عمل‌کردی بیمار را به شدت مختل می‌نماید. هم‌چنین در اثر اسپاستی‌سیته عضلات و بافت نرم دچار کوتاهی اندام و محدودیت حرکت مفاصل شده و درنهایت دفرمیتی اندام بروز می‌نماید، که انجام فعالیت‌های روزمره زندگی را دچار مشکل می‌کند. لذا در این مورد توافق وجود دارد که اسپاستی‌سیته نیاز به درمان دارد و درمان آن اگر از درمان سایر علایم و نشانه‌های عصبی مهم‌تر نباشد حداقل به اندازه آن‌ها واجد اهمیت است [۴].

روش‌های مختلفی جهت کاهش اسپاستی‌سیته وجود دارد که شامل دارو درمانی و فیزیوتراپی می‌باشد [۶،۵]. روش‌هایی مانند کاربرد بعضی از داروها یا بلوک شیمیایی یا قطع عصب به روش جراحی ممکن است اسپاستی‌سیته را کاهش دهند، اما باعث ضعف یا فلج عضله می‌شوند [۷].

در فیزیوتراپی جهت کاهش اسپاستی‌سیته از تکنیک‌های مهاری استفاده می‌شود که باعث کاهش فعالیت رفلکس کششی می‌گردد [۸]. هم‌چنین از تحریک الکتریکی هم به این منظور استفاده می‌شود [۲]. مزیت تحریک الکتریکی آن است که بدون ایجاد ضعف یا فلج عضله، اسپاستی‌سیته را کاهش می‌دهد [۷].

بررسی مطالعات انجام شده درباره نقش تحریک الکتریکی در کاهش اسپاستی‌سیته، نتایج متناقضی را مطرح می‌نماید. در بعضی از مطالعات، نقش تحریک الکتریکی در کاهش اسپاستی‌سیته تأیید شده است [۹]؛ در حالی که نتایج برخی تحقیقات دیگر، تحریک الکتریکی را برای کاهش اسپاستی‌سیته مؤثر ندانسته‌اند [۱۰].

به نظر می‌رسد بخش مهمی از این تناقض‌ها در نتایج گزارش شده ناشی از مشکلات موجود در اندازه‌گیری و سنجش اسپاستی‌سیته می‌باشد [۱۱]. در بعضی از مطالعات جهت سنجش اسپاستی‌سیته از اندازه‌گیری دامنه حرکتی مفصل استفاده شده است [۱۲،۴]. در برخی دیگر افزایش قدرت عضلات آنتاگونیست به‌عنوان معیار اندازه‌گیری اسپاسیتی‌سیته در نظر گرفته شده است [۱۳]. لذا در صورتی که جهت تعیین میزان اسپاستی‌سیته از ملاک‌های کامل و دقیق‌تر استفاده گردد به وضوع نتایج تحقیق، کمک شایانی می‌شود. در بسیاری از مطالعات، اعتبار Ashworth-Scale جهت سنجش اسپاستی‌سیته مورد تأیید قرار گرفته است [۱۱]؛ هم‌چنین بررسی H-reflex می‌تواند میزان اسپاستی‌سیته را تعیین نماید [۱۴].

این پژوهش با هدف بررسی تأثیر تحریک الکتریکی بر کاهش اسپاستی‌سیته انجام شده است و جهت سنجش اسپاستی‌سیته از H-reflex و Ashworth-Scale و دامنه حرکت دورسی فلکسیون مچ پا و قدرت عضله تیبیالیس انتریور استفاده شده است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع کارآزمایی بالینی می‌باشد. در این مطالعه ۴۰ بیمار (۲۵ نفر مؤنث و ۱۵ نفر مذکر با میانگین سنی ۱۴ سال)، که به دلیل ضایعه نورون محرکه فوقانی و اسپاستی‌سیته اندام تحتانی به درمانگاه‌های فیزیوتراپی دانشکده توان‌بخشی سمنان مراجعه نموده بودند، انتخاب شدند و به طور تصادفی در دو گروه درمانی قرار گرفتند. هیچ‌یک از نمونه‌ها از مطالعه خارج نشدند. بیمارانی که اختلال حسی داشته و در زمان مطالعه جهت کاهش تونیسیته عضلانی دارو مصرف می‌کردند از مطالعه حذف شدند.

قبل از شروع درمان جهت اندازه‌گیری تونیسیته عضله گاستروکنمیوس از H-reflex و Ashworth-Scale استفاده شد [۱۵،۱۱]. هم‌چنین دامنه حرکت غیرفعال دورسی‌فلکسیون مچ پا و قدرت عضله تیبیالیس‌انتریور اندازه‌گیری شد [۱۶].

جهت H-reflex، نقطه میانی فاصله چین دیستال زانو تا کف پا در وضعیت خنثی مچ پا (زاویه) تعیین شد و سپس الکترود دو قطبی در حالی که کاتد در پروگزیمال و آند در

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

دیستال قرار داشت با استرپی روی عضله سولئوس ثابت شد. الکترود زمین روی مچ پا بسته شد و الکترود دو قطبی تحریک‌کننده روی مسیر عصب تیبیال در قسمت خلفی خارجی زانو قرار گرفت. از تحریکات مربعی شکل با فرکانس پالس ۰/۵Hz برای تحریک عصب تیبیال استفاده شد. شدت جریان به تدریج اضافه شد تا موج H ظاهر گردید و به تدریج جریان افزوده شد تا حداکثر ارتفاع موج به‌دست آمد. با کاهش و افزایش متناوب جریان، بیش‌ترین ارتفاع ثبت و سپس با حداکثر شدت جریان بلندترین و قوی‌ترین موج M ثبت گردید، تا با استفاده از آن نسبت موج H به M تعیین شود [۱۷].

دامنه حرکتی حرکت دورسی‌فلکسیون مچ پا با گونیا متر اندازه‌گیری و ثبت شد. قدرت عضله تیبیالیس انتریور با روش تست دستی عضلات اندازه‌گیری و ثبت گردید [۱۶]. سپس بیماران به صورت تصادفی در دو گروه قرار گرفتند. یک گروه تنها با روش مهاری بوبت درمان شده و در گروه دیگر علاوه بر روش فوق تحریک الکتریکی برای عضله تیبیالیس انتریور انجام شد.

برای اعمال روش مهاری بوبت، ابتدا برای اندام تحتانی از اشعه مادون قرمز به منظور ایجاد حرارت سطحی استفاده شد، به این صورت که لامپ مادون قرمز در فاصله ۵۰-۴۰ سانتی‌متری از عضو به صورتی قرار گرفت که تابش روی عضو به حالت عمودی باشد. سپس تکنیک مهاری بوبت به صورت انجام الگوهای حرکتی خاصی که سبب کشش ممتد عضلات اسپاستیک می‌شود انجام گردید [۴]. جهت درمان با تحریک الکتریکی از جریان فارادیک با پارامترهای زیر به مدت ۹ دقیقه استفاده شد: Pulse Duration: ۰/۱ میلی‌ثانیه، Train time: ۲ میلی‌ثانیه، Pause Duration: ۰/۹ میلی‌ثانیه و Train pause: ۴ میلی‌ثانیه.

الکترود مثبت در ناحیه سر استخوان فیبولا و الکترود منفی در نقطه محرکه عضله تیبیالیس قدامی قرار گرفت. تعداد جلسات درمانی ۲۰ جلسه و به صورت روزانه بود [۱۸]. بعد از اتمام درمان دوباره قدرت عضله تیبیالیس انتریور و دامنه حرکتی غیرفعال دورسی‌فلکسیون مچ پا و میزان اسپاستی‌سیته براساس شاخص‌های H-reflex و Ashworth-scale اندازه‌گیری شد. لازم به ذکراست که تمام بیماران در صورت جلب رضایت وارد مطالعه می‌شدند.

جهت تحلیل داده‌ها از آزمون‌های t زوجی و t دانش‌جویی (من‌ویتنی و ویلکاکسون) استفاده شده و p-value کم‌تر از ۰/۰۵ به عنوان معنی‌دار پذیرفته شده است.

نتایج

نتایج نشان داد که هر دو روش درمانی بر تمام شاخص‌های اندازه‌گیری شده مؤثر بوده است (جداول ۱ و ۲).

جدول ۱. میانگین و انحراف‌معیار تغییرات متغیرهای مورد مطالعه در گروه بوبت توأم با تحریک الکتریکی

نام پارامتر	میانگین	انحراف‌معیار	p-value
دامنه	۱۱/۴	۴/۷۹	۰/۰۰۰
تن	-۱/۶	۰/۵	۰/۰۰۰
قدرت	۰/۷	۰/۴۷	۰/۰۰۰
H/M	-۰/۴۱	۰/۲۹	۰/۰۰۰

جدول ۲. میانگین و انحراف‌معیار تغییرات متغیرهای مورد بررسی در گروه بوبت

نام پارامتر	میانگین	انحراف معیار	p- value
دامنه	۶/۱	۳/۰۹	۰/۰۰۰
تن	-۱/۱	۰/۳۱	۰/۰۰۰
قدرت	۰/۴	۰/۵	۰/۰۰۲
H/M	-۰/۳	۰/۲۸	۰/۰۰۰

از مقایسه تغییرات متغیرهای مورد بررسی بعد از مداخله در دو گروه درمانی، نتایج زیر به دست آمد:

۱- دامنه حرکتی. مقایسه میانگین تغییرات دامنه حرکتی در دو گروه درمانی نشان داد که میزان افزایش دامنه حرکتی در گروه درمانی بوبت همراه با تحریک الکتریکی به‌طور معنی‌داری بیش‌تر از گروه درمانی بوبت به تنهایی بوده است (P=۰/۰۰۰۱).

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

۲- قدرت عضلانی. مقایسه میانگین تغییرات قدرت عضلانی در دو گروه درمانی نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین دو گروه نبوده است.

۳- نسبت H/M. مقایسه میانگین تغییرات این دو متغیر بین دو گروه درمانی نشان داد که تفاوت معنی‌داری در خصوص کاهش ارتفاع رفلکس H بین دو گروه درمانی وجود ندارد.

۴- تون عضلانی. مقایسه میانگین تغییرات تون عضلانی در دو گروه درمانی نشان داد که میزان کاهش تون عضلانی در گروه درمانی بوبت به همراه تحریک الکتریکی بیش‌تر از گروه بوبت به تنهایی بوده است (P=۰/۰۰۰۱). نتایج فوق در جدول۳ نشان داده شده است.

جدول۳. مقایسه اختلاف میانگین متغیرهای مورد بررسی بین دو گروه درمانی

متغیر	نام گروه				P value
	روش بوبت		بوبت + تحریک الکتریکی		
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	تحریک الکتریکی	
دامنه	۶/۱	۳/۰۹	۱۱/۴	۴/۷۹	۰/۰۰۰
تن	-۱/۱	۰/۳۱	-۱/۶	۰/۵	۰/۰۰۱
قدرت	۰/۴	۰/۵	۰/۷	۰/۴۷	۰/۰۵۹
H/M	-۰/۳	۰/۲۸	۰/۴۱	۰/۲۹	۰/۲۴۳

به طورکلی بررسی تغییرات متغیرهای فوق نشان می‌دهد که روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی، تأثیر بیش‌تری بر کاهش تونیسیته عضله گاستروکنمیوس و افزایش دامنه حرکتی دورسی‌فلکسیون مچ پا داشته است که می‌تواند بیان‌گر تأثیر بیش‌تر روش بوبت توأم با تحریک الکتریکی بر کاهش اسپاستی‌سیتی عضله گاستروکنمیوس باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق تأثیر روش درمان بوبت و روش بوبت توأم با تحریک الکتریکی بر کاهش اسپاستی‌سیته عضله گاستروکنمیوس در بیماران اسپاستیک بررسی گردید. برای تعیین تفاوت‌ها از شاخص‌ها تون عضلانی، دامنه حرکتی غیرفعال دورسی‌فلکسیون مچ پا، رفلکس H و قدرت عضله تیبیالیس انتریور استفاده شد.

بررسی نتایج حاصل از مطالعه ما نشان داد که کاهش معنی‌داری در ارتفاع رفلکس H در هر دو گروه درمانی وجود دارد، که این کاهش در گروه درمانی بوبت توأم با تحریک الکتریکی بیش‌تر از گروه درمانی بوبت بوده است. اگر چه این اختلاف بین دو گروه درمانی معنی‌دار نبوده است.

هم‌چنین نتایج نشان داد که بین دو روش درمانی فوق تفاوت معنی‌داری در بهبود متغیرهای عضلانی و دامنه حرکتی پاسیو مشاهده می‌شود؛ به عبارتی روش بوبت توأم با تحریک الکتریکی در کاهش تون عضلانی و بهبود دامنه حرکتی غیرفعال، مؤثرتر از روش بوبت بوده است، اگر چه تغییرات شاخص‌های رفلکس H و قدرت عضلانی بین دو گروه درمانی تفاوت معنی‌داری نشان نمی‌دهد، ولی میزان کاهش رفلکس H و افزایش قدرت عضلانی در گروه درمانی ترکیبی بوبت و تحریک الکتریکی بیش‌تر بود اگر چه این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود.

در مطالعه‌ای که توسط Pandyan و همکارانش انجام شد، اثر تحریک الکتریکی بر روی عضلات اکستانسور مچ دست در ۱۱ بیمار همی‌پلژی بررسی گردید. دامنه حرکتی و مقدار مقاومت عضلات اکستانسور مچ دست قبل و در خاتمه درمان اندازه‌گیری شد. بعد از دو هفته اعمال تحریک الکتریکی تفاوت معنی‌داری در متغیرهای مورد بررسی مشاهده نشد.

این تناقض می‌تواند به دلیل کم بودن تعداد نمونه‌های تحقیق فوق و یا اختلاف در پارامترهای درمانی تحریک الکتریکی باشد [۱۹]. در مطالعه دیگری که توسط Rudick R و همکارانش انجام شد، ۹ بیمار که به علت ضربه مغزی و ضایعه نخاعی دچار اسپاستی‌سیته عضله گاستروکنمیوس بودند به مدت ۱۶ جلسه و هر جلسه ۱۰ دقیقه تحت درمان با

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

تحریک الکتریکی قرار گرفتند. جهت سنجش اسپاستی‌سیته مقاومت عضله گاستروکنمیوس در مقابل کشش غیرفعال اندازه‌گیری شد و مشخص گردید که اسپاستی‌سیته به‌طور معنی‌داری کاهش یافته است و نتیجه این تحقیق با مطالعه حاضر مطابقت دارد [۲۰].

مطالعه‌ای توسط Shiri و همکارانش درباره تأثیر تحریک الکتریکی بر بهبود وضعیت راه رفتن در ۱۲ کودک فلج مغزی از نوع دی‌پلژی اسپاستیک انجام شد. در این مطالعه پای راست به عنوان گروه مطالعه و پای چپ به عنوان گروه کنترل انتخاب گردید. جهت پای راست تحریک الکتریکی و درمان‌های رایج و برای پای چپ فقط درمان‌های رایج صورت گرفت. یکی از متغیرهای اندازه‌گیری شده، دامنه حرکتی مچ پا بود. طول مدت درمان ۸ هفته و هر هفته ۴ جلسه بود. در خاتمه درمان، محققان تفاوت معنی‌داری در دامنه حرکتی مچ پا گزارش ننمودند [۱۶].

نتیجه این مطالعه با تحقیق حاضر مغایرت دارد که می‌تواند به علت کم بودن حجم نمونه باشد، بعلاوه از آن‌جایی که در این تحقیق پای چپ به عنوان گروه کنترل و پای راست به عنوان گروه شاهد انتخاب گردیده است، ممکن است کاربرد تحریک الکتریکی اثراتی در سطح نخاعی داشته باشد که می‌تواند در مخدوش نمودن نتیجه مطالعه فوق مؤثر باشد.

تحریکات الکتریکی روی یک اندام می‌تواند موجب اثرات متقابل روی اندام طرف مقابل از طریق ارتباطات بین سگمانی در سطوح نخاع گردد. بنابراین با توجه به اثرات فوق در نظر گرفتن پای مقابل به عنوان شاهد موجب مخدوش شدن اطلاعات و مطالعه می‌شود.

تحقیق دیگری توسط Sterens و همکارانش با هدف بررسی تأثیر تحریک الکتریکی عضلات تنه بر افزایش قدرت این عضلات و بهبود تعادل تنه در حالت نشسته در ۲۰ بیمار دی‌پلژی اسپاستیک انجام شد و زاویه اسکلیوز اندازه‌گیری شد.

در خاتمه درمان تعادل در حالت نشسته و زاویه اسکلیوز به‌طور معنی‌داری بهبود یافته بود.

در این مطالعه بهبودی در متغیرهای مورد بررسی به افزایش قدرت عضلات تنه نسبت داده شده است [۲۱].

نتیجه این مطالعه با تحقیق حاضر در زمینه قدرت عضلانی هم‌سو نمی‌باشد. در تحقیق فوق بهبود تعادل در حالت نشسته و کاهش زاویه اسکلیوز به افزایش قدرت عضله نسبت داده شده است، ولی قدرت عضلانی عضلات تنه به‌صورت مستقیم بررسی نشده است.

نتایج این تحقیق ممکن است به علت کاهش اسپاستی‌سیته تنه و بهبود پوسچر بیمار باشد و نمی‌توان آن را صرفاً به افزایش قدرت عضلانی نسبت داد.

تغییرات رفلکس H به عنوان یک روش مفید در تشخیص اسپاستی‌سیته معرفی شده است، اما نتایج مطالعات مختلف در این زمینه متفاوت بوده است. Geoulet و همکاران (۱۹۹۶) نشان دادند که علی‌رغم کاهش کلونوس عضله گاستروکنمیوس در اثر تحریکات TENS، تغییر معنی‌داری در ارتفاع H-reflex مشاهده نگردید [۲۲]. در حالی‌که نتایج مطالعه Gaft و همکاران (۱۹۹۴) بیان‌گر کاهش امپلی‌تود H در بیماران مبتلا به Stroke در اثر تحریکات الکتریکی عصب پرونال همراه با کاهش اسپاستی‌سیته بوده است [۱۷]. در سال ۲۰۰۱ این نتایج متناقض در مطالعه اولیایی و همکاران (کاهش آمپلی‌تود H بعد از تحریکات TENS) و همین‌طور Chang و همکاران (افزایش آمپلی‌تود H بعد از تحریکات TENS) نیز تکرار شد [۱۴،۶]. Panizza و همکاران (۱۹۹۵) نیز نشان دادند که با توجه به میزان تون عضلانی در بیماران مبتلا به اسپاستی‌سیته، یک الگوی غیرطبیعی در بهبودی رفلکس H ممکن است مشاهده شود [۲۳]. نتایج مشابهی را Tanino و همکارانش (۲۰۰۳) نیز در افراد سالم نشان دادند، که تغییرات نسبت آمپلی‌تود H/M بعد از تحریکات الکتریکی عضلانی نه به‌صورت یک‌نواخت بلکه در افراد سالم نیز به‌طور متفاوت روی می‌دهد، که علت آن‌را خستگی عضلانی و کاهش آمپلی‌تود M ناشی از خستگی بعد از تحریکات الکتریکی دانسته‌اند [۲۴]. با توجه به نتایج ضد و نقیض در مطالعات مختلف، در مطالعه حاضر نشان داده شده که آمپلی‌تود رفلکس

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

H در هر دو گروه درمانی به‌طور معنی‌داری کاهش یافته است که این کاهش همراه با کاهش اسپاستی‌سیته بوده است. در واقع نتایج این مطالعه با نتایج مطالعات Gaft و همکاران و مطالعه اولیایی و همکاران هم‌خوانی دارد. از طرف دیگر علی‌رغم کاهش بیش‌تر اسپاستی‌سیته در گروه ترکیب درمانی که باید آمپلی‌تود H کاهش بیش‌تری در این گروه نشان می‌داد، در مطالعه حاضر، نتایج در دو گروه درمانی بوبت و گروه ترکیب درمانی بوبت و تحریک الکتریکی متفاوت نبوده است. به هرحال این نتایج با مطالعه Tanino و همکاران مطابقت دارد که نشان داد خستگی عضلانی که در اثر تحریکات الکتریکی روی می‌دهد، منجر به کاهش ارتفاع موج M در گروه دارای تحریک الکتریکی شده و در نتیجه الگوی یک‌نواختی از کاهش نسبت H/M در این گروه مشاهده نمی‌گردد. این نکته نشان می‌دهد که علی‌رغم کاهش بیش‌تر اسپاستی‌سیته در گروه ترکیب درمانی به علت خستگی بیش‌تر ناشی از تحریک الکتریکی، ارتفاع موج M نیز کاهش یافته و در نتیجه الگوی کاهش نسبت H/M به‌صورت یک‌نواخت در این گروه مشاهده نمی‌شود و این می‌تواند دلیل عدم اختلاف رفلکس H بین دو گروه درمانی باشد.

برای توجیه نتایج تحقیق حاضر مبنی بر تأثیرات بیش‌تر روش درمانی تحریک الکتریکی توأم با بوبت در بهبود متغیرهای تون عضلانی و دامنه حرکتی غیرفعال، می‌توان بیان نمود که تحریک الکتریکی ممکن است تأثیر خود را به‌صورت مستقیم و غیرمستقیم اعمال نماید.

تأثیرات مستقیم تحریک الکتریکی به‌صورت بهبود حرکات عمل‌کردی در نتیجه کاهش تون عضلانی از طریق مکانیزم Reciprocal inhibition می‌باشد. هم‌چنین سبب تصحیح حرکات سینرژیستی، بهبود هماهنگی و نیز افزایش اعتماد به نفس بیمار می‌شود.

اثرات غیرمستقیم تحریک الکتریکی به‌صورت بهبود درون‌دادهای حسی به سیستم عصبی مرکزی می‌باشد که احتمالاً سبب افزایش پلاستی‌سیته سیستم عصبی مرکزی و یادگیری حرکتی بهتر و سریع‌تر و ایجاد انگیزه بیش‌تر در بیمار جهت مشارکت در برنامه درمانی می‌گردد [۵].

هم‌چنین تحریک الکتریکی می‌تواند از طریق کاهش فعالیت رفلکس کششی تونیسیته عضلات هیپرتون را کاهش داده و مانع از بروز تغییرات بافت نرم و بروز کنتراکچر شود [۲۵،۱۹].

همان‌طور که ذکرگردید، تغییرات قدرت عضلانی بین دو گروه درمان تفاوت معنی‌دار نداشت. شاید بتوان این امر را به کوتاه بودن مدت درمان نسبت داد. هم‌چنین این امر را می‌توان چنین توجیه نمود که در حضور اختلالات تونیسیته عضلانی، بررسی قدرت عضلانی به‌صورت دقیق امکان‌پذیر نیست [۴].

بعضی مطالعات اخیر مؤید این نکته است که تحریک الکتریکی می‌تواند سبب کاهش اسپاستی‌سیته و افزایش دامنه حرکتی و پیش‌رفت عمل‌کرد شود [۲۶].

در مجموع بررسی حاضر نشان داد که روش مهاری بوبت توأم با تحریک الکتریکی نسبت به روش مهاری بوبت به تنهایی تأثیر بیش‌تری بر افزایش دامنه حرکتی و کاهش تونیسیته دارد.

لذا پیشنهاد می‌شود در بیمارانی که به دلیل ضایعه نورون محرکه فوقانی دچار اسپاستی‌سیتی می‌باشند به منظور کاهش اسپاستی‌سیته از تحریک الکتریکی به همراه سایر روش‌های درمانی استفاده شود.

تشکر و قدردانی

از آقای علی‌اکبر پهلوانیان کارشناس ارشد کاردرمانی به خاطر همکاری در درمان بیماران مورد مطالعه تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

[۱] شهبازی علی‌رضا. نشانه‌شناسی بیماری‌های مغز و اعصاب. چاپ دوم، مشهد: انتشارات مشهد، ۱۳۷۹. صفحات: ۱۳۲- ۱۲۶.

[۲] بختیاری الف. اصول و کاربرد جریان‌های الکتریکی تحریکی. چاپ اول، تهران: انتشارات بختیاری، ۱۳۸۱. صفحات: ۱۰۵-۹۵.

[3] Illis LS. Neurological Rehabilitation. 2nd Ed. Oxford: Blackwell Scientific, 1994. p.335-45.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

[4] Bobath B. Adult Hemiplegia evaluation and treatment. 2nd ed. Philadelphia: Butterworth-Heinemann, 1990. p.740-50.

[5] Bogataj U, Gros N, Kijajic M. Rehabilitation of gait in patients with hemiplegia. A comparison between conventional therapy and multichannel functional stimulation therapy. Physical Therapy, 1995; 75(6):490-502.

[6] Chang QY, Lin JG, Hsieh CL. Effect of manual acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation on the H-reflex. Acupunct Electrother Res, 2001; 26:239-51.

[7] Campbell JM. Electrical Stimulation In Cerebral Palsy. Available from: http:// www.ifess.org/Services/Consumer_Ed/CP.pdf

[8] Harrison M. Physiotherapy in stroke management. 2nd ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 1995. p.56-63.

[9] Armutlu K, Meric A, Kirdi N, Yakut E, Karabudak R. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity in multiple sclerosis patients: a pilot study. Neurorehabil Neural Repair, 2003; 17:79-82.

[10] Potisk KP, Gregoric M, Vodovnik L. Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) on spasticity in patients with hemiplegia. Scand J Rehabil Med, 1995; 27:169-74.

[11] Blackburn M, van Vliet P, Mockett SP. Reliability of measurements obtained with the modified Ashworth scale in the lower extremities of people with stroke. Phys Ther, 2002; 82:25-34.

[12] Condelas L, Van Vliet P. The effect of lower extremity electrical stimulation training program on strength and function of children with spastic diplegia cerebral palsy. Dev Med Child Neurol, 2001; 43(9):609-13.

[13] Acimoric R, Grogric M. The effect of Gluteus maximus electrical stimulation in cerebral palsy patients. Dev Med Child Neurol, 2003; 45(6):385-90.

[14] Joodaki MR, Olyaei GR, Bagheri H. The offects of electrical nerve stimulation of the lower extremity on H-reflex and F-wave parameters. Electromyogr Clin Neurophysiol, 2001; 41(1):23-30.

[15] Levin MF, Hlui-Chan C. Are H and stretch reflexes in hemiparesis reproducible and correlated with spasticity? J Neurol, 1993; 240(2):63-71.

[16] Shiri L, Liron K, Emanvel T. The effect of therapeutic electrical in children with diplegic cerebral palsy an measured by gait analysis. Basic Appl Myol, 2001; 11(3):127-32.

[17] Gaft PG, Kotlik BA, Slivko EI, Shevchenko LA. The weakening of the inhibition of the H- reflex in patient who have had a stroke and its relation to spasticity of the musculature. Zh Nevropatol Psikhiatrim SS Korsakova, 1994; 94(1):16-7.

[18] Hozelewood MF, Brown JK, Rowe PJ, Sate PM. The use of therapeutic electrical stimulation in the treatment of hemiplegia cerebral palsy. Dev Med child Neurol, 1994;13(6):660-73.

[19] Pandyan AD, Granat MH, Stott DJ. Effects of electrical stimulation for grasping and walking: indication and limitation. Spinal Cord, 2001; 39(8):403-12.

[20] Rudick R, Goodkin D. Multiple sclerosis therapeutic. 1st ed. Martin Dunitz, 1999. p.745-85.

[21] Stevens J, Mizne R. The effect of electrical stimulation on Balance in sitting position in spastic diplegia cerebral palsy children. Med Scie, 2003;16(3):347-50.

[22] Goulet C, Arsenault AB, Bourbonnais D, Laramee MT, Lepage Y. Effects of transcutaneus electrical nerve stimulation on H-reflex and spinal spasticity. Scand J Rehabil Med, 1996; 28(3):169-76.

[23] Panizza M, Balbi P, Russo G, Nillson J. H- reflex recovery curve and reciprocal inhibition of H-reflex of the upper limbs in patients with spasticity secondry to stroke. Am J Phys Med Rehabil, 1995; 74(5):363-75.

[24] Tanino Y, Daikuya S, Nishimori T, Takasaki K, Suzuki T.M wave and H-reflex of soleus muscle before and after electrical muscle stimulation in healthy subject. Electromyogr Clin Neurophysiol, 2003; 43(6):381-4.

[25] Vodovnik L. Effects of electrical stimulation on spasticity in hemiparetic patients. Int Rehabil Med, 1984; 153-6.

[26] Vitenzon AS, Mironov EM, Petraushanskaya KA. Functional electrostimulation on muscle as a method for restoring motor functions. Neuroscience Behav Physiol, 2005; 35(7):709-14.

[27] Swain ID, Burridhe JH, Johnson CA. The efficacy of functional electrical stimulation in improving walking ability for people with multiple sclerosis. 5th IFESS meeting Aalbory university. 2000, 105-7.

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]

[Downloaded from koomeshjournal.semums.ac.ir on 2024-07-31]